

РАЗРАБОТКА БИОСОВСЕСТИМОГО МАТЕРИАЛА НА ОСНОВЕ ОКСИДА ЦИРКОНИЯ

И.Н. Лыткин, А.С. Буяков

Научный руководитель: профессор, д.ф.-м.н. И.А. Курзина

Национальный исследовательский Томский государственный университет,

Россия, г.Томск, пр. Ленина, 36, 634050

E-mail: lytkin.1994@gmail.com

DEVELOPMENT OF BIOCOMPATIBLE MATERIAL BASED ON ZIRCONIUM OXIDE

I.N. Lytkin, A.S. Buyakov

Scientific Supervisor: Prof., Dr. I.A.Kurzina

Tomsk State University, Russia, Tomsk, Lenin str., 36, 634050

E-mail: lytkin.1994@gmail.com

Abstract. *Composite materials based on polymers and ceramics are one of the most promising materials in medical application. Special properties of porous materials allow solving the most complicated problems in various fields of biomedicine. Physical-chemical properties of the composites depend on the porosity of materials. Synthesis of the porous materials based on zirconium oxide and polylactide is the aim of this work.*

Введение. Ежегодно в России происходит в среднем около 95 переломов на 1000 человек, из которых 35 особо сложные и требуют установки имплантатов [1]. Получение имплантатов с заданным комплексом физико-химических свойств и обладающих высокой степенью биосовместимости к биологической среде является актуальной задачей. Наиболее перспективным являются материалы на керамической основе, в частности на основе оксида циркония, который характеризуется высоким сродством к костной ткани, высокой прочностью. Обогащение оксида циркония полимерными материалом, в частности полилактидом позволит существенно увеличить биосовместимость. Использование оксида циркония и полилактида в составе композиционного материала оправдано тем, что оксид циркония зарекомендовал себя как биосовместимый материал и имеет широкое применение в медицине, а особенно в стоматологии, так же оксид циркония стимулирует остеосинтез. Полилактид же способствует уменьшению воспалительных реакций в месте внедрения имплантата [2]. Цель работы заключалась в получении нового материала для имплантатов на основе пористого биосовместимого оксида циркония и полилактида [3].

Отличие данного композита от композитов на основе гидроксиапатитов принципиально разное. Суть заключается в том, что данный вид композитного материала после внедрения в биологическое тело остается там навсегда, встраиваясь в структуру кости, в то время как композит из гидроксиапатита с ростом кости рассасывается [4]. Такие материалы гарантируют надежность скрепления фрагментов костей, риск разрушения имплантата минимален.

Результаты и обсуждение. Пропитка оксида циркония полилактидом существенно зависит от пористости материалов. Зависимость доли полилактида от времени выдерживания показана на рис.1. Можно заметить, что максимальная доля полилактида провзаимодействующего с материалом наблюдается для образцов с пористостью в интервале 50–100 мкм и достигается при 6 часовом контакте,

в то время как для образцов с пористостью 100–200 мкм достигается за сутки.

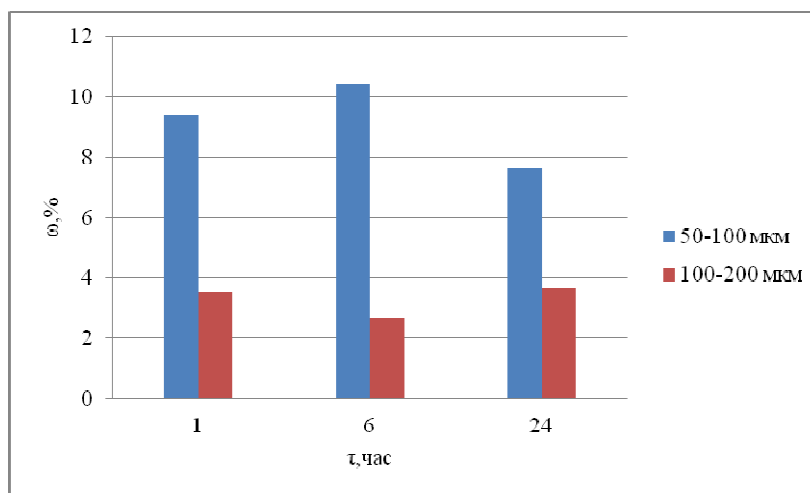


Рис. 1. Массовая доля полилактида в материале от времени выдерживания

Суммарный объем макропор измеряли по изменению массы через погружение предварительно взвешенных образцов материалов в дистиллированную воду и выдерживанием их в течение 15 минут (до постоянной массы). По разнице определяли суммарный объем пор. Объем образцов рассчитывали по формуле определения объема цилиндра:

$$V_{об} = \pi \times R_{об}^2 \times h_{об}$$

Объем образцов составил 1,0647 см³.

На основании полученных результатов рассчитана объемная доля пор для композитов и исходных непропитанных подложек (рис.2). Полученные данные показывают, что при пропитке уменьшается суммарная пористость. (Таблица 1).

Таблица 1

Измерение пористости образцов

Пористость	50–100 мкм				100–200 мкм			
№ положения	1	2	3	4	1	2	3	4
Время пропитки	0	1 ч	6 ч	24 ч	0	1 ч	6 ч	24 ч
m до пропитки, Г	0,9818	1,0816	1,0892	1,2214	0,9185	0,933	0,9724	0,9927
m после пропитки, Г	1,129	1,1768	1,1674	1,2848	1,159	1,142	1,167	1,126
V воды, см ³	0,1472	0,0952	0,0782	0,0634	0,2405	0,209	0,1946	0,1333
φ, %	13,8255	8,9415	7,3448	5,9547	22,5885	19,6299	18,2774	12,5199

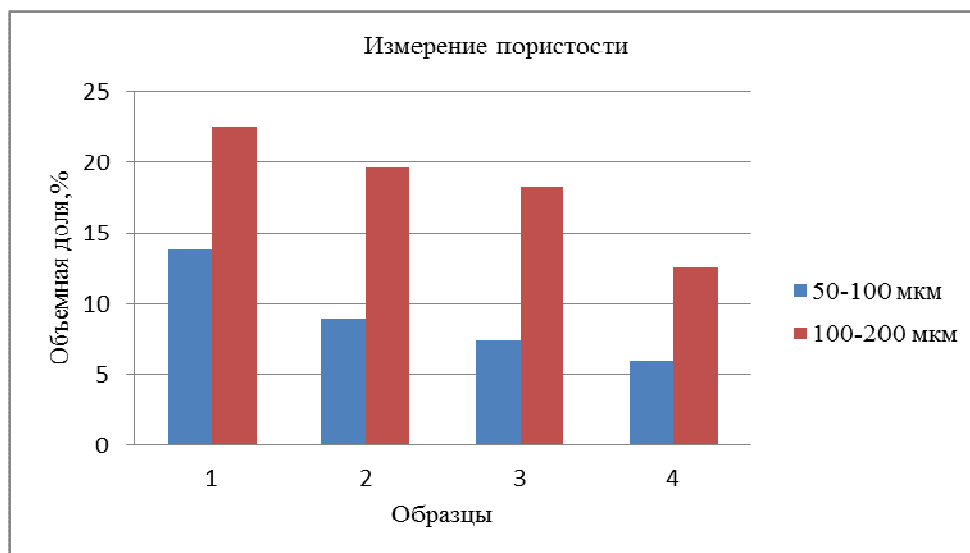


Рис. 2 Объемная доля пор композитов и исходных подложек.
(указание пористости см.табл.1)

Выводы. На основании полученных результатов сделаны следующие выводы:

1. Получены материалы на основе оксида циркония и полилактида.
2. Установлена роль пористости и длительности взаимодействия с раствором полимера на количество полимерного материала адсорбированного в пористом пространстве керамического материала.
3. С увеличением времени контакта с раствором полимера пропорционально уменьшается пористость 2 раза с исходной пористостью 50–100 мкм и на 30% для материалов с пористостью 100–200 мкм.
4. Максимальное количество введенного полилактида наблюдается на образцах с исходной пористостью до 100 мкм.

Работа выполнена при поддержке научного фонда Д. И. Менделеева Томского Государственного Университета.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Каркищенко Н.Н. Концептуальное пространство и топологические структуры биомедицины // Биомедицина. – 2013. – № 1. – С. 5–17.
2. Кеннет Е. Г. Наноструктуры в биомедицине // Биомедицина. – 2014. – С.7–23.
3. D. Jhansi Rani, A. Guru Sampath Kumar, T. Subba Raoa. Optimization of post deposition annealing temperature of direct current magnetron reactive sputtered zirconium titanate thin films for refractory oxide applications // Journal of Alloys and Compounds. – 2017. – Vol. 694. –P. 694–702.
4. Хенч Л., Джонс Д. Биоматериалы, искусственные органы и инжиниринг тканей. – М.: Техносфера, 2007. – 235 с.